

(11)Publication number : 08-038605

08-038605

(43) Date of publication of application : 13.02.1996

(51)Int.Cl.

A61M 16/01

(21)Application number : 07-184344

(71)Applicant : **SIEMENS ELEMA AB**

(22)Date of filing : 20.07.1995

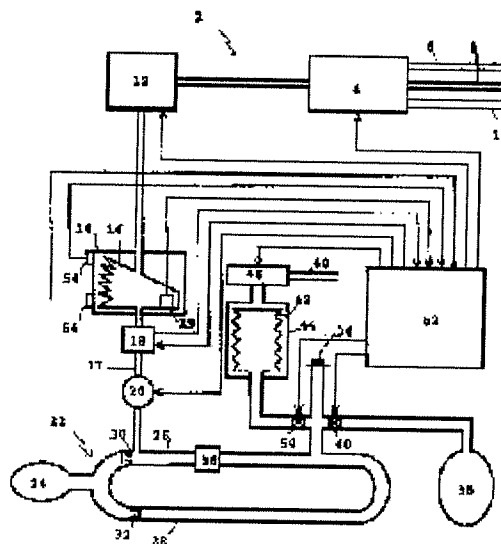
(72)Inventor : KOCK MIKAEL
PSAROS GEORGIOS

(30)Priority

Priority number : 94 9402537 Priority date : 20.07.1994 Priority country : SE

(57)Abstract:

SOLUTION: Based on a measured flow rate by a flowmeter 18, the flow rate is controlled and regulated by a flow valve 20. The anesthetic device is so constructed that the flowmeter 18 can be reformed while the anaesthetic device actuates so as to be able to supply fresh breathing gas to the breathing circuit 22 continuously or chiefly as a continuous flow.



【特許請求の範囲】

【請求項1】 吸気期中は患者（24）へ呼吸ガスを供給し、呼気期中は患者（24）から吐き出された呼吸ガスを運ぶ呼吸回路（22）と、フレッシュ呼吸ガスを含むフレッシュガス源（14）と、
該フレッシュガス源（14）から前記呼吸回路（22）へフレッシュ呼吸ガスを運ぶフレッシュガス導管（17）と、
フレッシュ呼吸ガスの流量を測定するために前記フレッシュガス導管（17）内に設けられ、流量を適正に指示するため周期的な校正の必要な流量計（18）と、
前記フレッシュ呼吸ガスの流量を調整するために前記フレッシュガス導管（17）内に設けられた流量バルブ（20）と、
前記の流量計（18）と流量バルブ（20）に接続された制御装置（52）とが設けられており、該制御装置（52）は、吸気期中、フレッシュ呼吸ガスの測定された流量に基づき前記流量バルブ（20）を制御して、吸気期中、前記呼吸回路（22）へフレッシュ呼吸ガスの所定の流量が送られるように構成されている麻酔装置（2）において、
前記制御装置（52）は、吸気期、呼気期とは無関係に前記流量計（18）を校正し、前記流量計（18）により測定されたフレッシュ呼吸ガスの流量に基づき、呼気期中でも前記流量バルブ（20）を制御するように構成されていることを特徴とする麻酔装置。
【請求項2】 前記制御装置（52）は、吸気期と呼気期の持続時間の和よりも長い第1のインターバルにおいて規則的に、呼気期よりも著しく短い第2のインターバルの間、流量計（18）をゼロに合わせるために流量バルブ（20）を閉じる、請求項1記載の麻酔装置。
【請求項3】 前記第2のインターバルは1秒の10分の1よりも短い期間だけ持続する、請求項2記載の麻酔装置。
【請求項4】 前記フレッシュガス源（14）は、最小容積から最大容積まで変化し得る容積をもつ手段（16）を有しており、第1の期間中、フレッシュ呼吸ガスの充填流がガス源（12）から供給され、前記充填流は、一部分は前記フレッシュガス源（14）をフレッシュ呼吸ガスで満たし、一部分はフレッシュガス導管（17）を介して前記呼吸回路（22）へ運ばれ、第2の期間中にフレッシュ呼吸ガスの所定の容積が相応に流量計（18）を通過するように、前記手段（16）は第2の期間中、空にされてフレッシュ呼吸ガスがフレッシュガス導管（17）を介して呼吸回路（22）へ供給され、
前記制御装置（52）は積分器（58）と比較器（60）と調整器ユニット（62）を有しており、前記積分器（58）は第2の期間中、通過したフレッシュ呼吸ガ

スの容積に対する測定値を得るために、流量計（18）により測定された流量を積分し、前記比較器（60）は、通過したフレッシュ呼吸ガスの容積に対する測定値をフレッシュ呼吸ガスの所定の容積と比較し、前記調整器ユニット（62）は、測定値が前記の所定の容積から隔たっていれば、流量計（18）を自動的に校正する、請求項1記載の麻酔装置。

【請求項5】 前記手段は第1のベローズ（16）から成り、該第1のベローズ（16）は、最大容積に対応する第1の終端位置と最小容積に対応する第2の終端位置との間を可動であり、
前記第1のベローズ（16）がその第1の終端位置から所定の距離にあるときに検出を行う第1の位置センサ（54）が設けられており、該検出に応答して前記制御装置（52）へ第1の位置信号を発生し、
前記第1のベローズ（16）がその第2の終端位置から所定の距離にあるときに検出を行う第2の位置センサ（56）が設けられており、該検出に応答して前記制御装置（52）へ第2の位置信号を発生し、
前記の所定の容積は、第1の位置センサ（54）と第2の位置センサ（56）との間を動いたときの前記第1のベローズ（16）の容積変化に相応し、前記の第2の期間は、前記第1のベローズ（16）が空にされたときの第2の位置信号の発生から第1の位置信号の発生までの経過時間に相応する、請求項4記載の麻酔装置。

【請求項6】 前記呼吸回路（22）は再循環呼吸回路（22）により構成されており、該回路内で、患者により吐き出された呼吸ガスの少なくとも一部分が、二酸化炭素吸収装置（36）における二酸化炭素の除去後、患者へ送り戻され、
当該再循環呼吸回路（22）は、可調整の容積を有する呼吸ガス貯蔵器（42）と駆動ユニット（46）とを有しており、
前記の可調整の容積は、吸気中、呼吸ガスが前記呼吸ガス貯蔵器（42）から患者へ運ばれたときには減少し、呼気中、呼吸ガスが患者から呼吸ガス貯蔵器（42）へ運ばれたときには増大し、
前記駆動ユニット（46）は、前記呼吸ガス貯蔵器（42）の容積を調節するために該貯蔵器と結合されており、
フレッシュガス導管（17）内のフレッシュ呼吸ガスの測定された流量と可調整の1回呼吸気量とに基づいて前記駆動ユニット（46）を制御するために、前記制御装置（52）は該駆動ユニット（46）と接続されており、
各吸気期ごとに患者（24）へ所望の1回呼吸気量が供給される、請求項1～5のいずれか1項記載の麻酔装置。

【請求項7】 前記フレッシュガス導管（17）は少なくとも部分的に変形可能な柔らかいチューブから成り、前記流量バルブ（20）は、変形可能な該チューブに配

置されステッピングモータ制御される鉈形バルブから成り、チューブを半径方向に圧縮することでフレッシュガス導管中のフレッシュ呼吸ガスの流量を調節する、請求項1～6のいずれか1項記載の麻酔装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、吸気期中は患者へ呼吸ガスを供給し、呼気期中は患者から吐き出された呼吸ガスを運ぶ呼吸回路と、フレッシュ呼吸ガスを含むフレッシュガス源と、該フレッシュガス源から前記呼吸回路へフレッシュ呼吸ガスを運ぶフレッシュガス導管と、フレッシュ呼吸ガスの流量を測定するために前記フレッシュガス導管内に設けられ、流量を適正に指示するため周期的な較正の必要な流量計と、前記フレッシュ呼吸ガスの流量を調整するために前記フレッシュガス導管内に設けられた流量バルブと、前記の流量計と流量バルブに接続された制御装置とが設けられており、該制御装置は、吸気期中、フレッシュ呼吸ガスの測定された流量に基づき前記流量バルブを制御して、吸気期中、前記呼吸回路へフレッシュ呼吸ガスの所定の流量が送られるように構成されている麻酔装置に関する。

【0002】

【従来の技術】麻酔装置は2つの基本的な役割を有している。1つは患者に麻酔をかけて、麻酔のかけられた状態に患者を保持することである。他の1つは患者が麻酔にかけられている期間中、患者の呼吸を維持することである。通常、亜酸化窒素 (N_2O)、酸素 (O_2) および麻酔ガスを含む呼吸用のガスが患者へ供給される。スウェーデン特許公告第443722号には、そのような麻酔装置の1つが示されている。公知の麻酔装置は呼吸回路を有しており、この回路内で患者と呼吸ガス貯蔵器との間を呼吸ガスが循環する。吸収装置により、患者により吐き出されたガスから二酸化炭素が取り除かれてから、次の呼吸サイクルでガスが患者へ戻される。患者は常にいくらかのガスを消費するので、酸素および呼吸ガス殊にフレッシュな呼吸ガスが、フレッシュガス源から呼吸回路へ加えられる。呼吸回路内の余ったガスはリリーフバルブを介して除かれる。

【0003】フレッシュガスは、特定の圧力で特定の流量を生じさせるロータメータを介して呼吸回路へ供給される。公知の麻酔装置の場合、一方のロータメータを介して酸素が供給され、他方のロータメータを介して亜酸化窒素が供給される。次に、これらのガスは混合され、麻酔用気化器を通過してから、呼吸ガスの最終的な混合物が呼吸回路へ供給される。ロータメータや呼吸用気化器は比較的低い圧力で動作し、ガス源は高压下のガスを有するので、圧力を制限するためにロータメータとガス源との間に圧力調整器が設けられている。

【0004】麻酔装置の動作モードのうちのいくつかにおいては、息の吐き出しの最後において特定の圧力が望

まれ、すなわちPEEP (Positive End Expiratory Pressure) が望まれる。この圧力は医師により選択され、患者の治療中に変化させることができる。この場合に生じ得る1つの問題点は、医師により選択されるフレッシュ呼吸ガスの流量は必ずしも、呼吸回路へ供給されるフレッシュガスの実際の流量ではない可能性のあることである。それというのは、ロータメータからの流れは呼吸回路内の逆圧に依存しているからである。手動のロータメータ装置を用いることで生じる別の問題点は、麻酔中、特定の1回呼吸気量を吸気ごとに患者へ供給するのを医師が望むこともある点である。このため麻酔装置は一般に、呼吸ガスの特定の容積が呼吸ガス貯蔵器から放出され、吸気中、患者に与えられるように制御される。与えられる呼吸ガスのこの容積は、同時に呼吸回路へ供給されるフレッシュ呼吸ガスの流量に対し補償調整されなければならない。すでに述べたように、フレッシュ呼吸ガスの選択された流量は、実際に供給されるフレッシュ呼吸ガスの流量とは同じにはならない可能性があり、このことにより、特定の1回呼吸気量を患者に与えることにおいて問題が生じる。しかし、呼吸回路へのフレッシュ呼吸ガスの流量を変化させることを麻酔医が望む場合には、いっそう大きな問題が生じる。フレッシュ呼吸ガスの流量が変化するたびに、適正な1回呼吸気量が供給され続けられるようにする目的でガス貯蔵器からの1回呼吸気量の制御を変えなければならない。このことは医師にとって殊に難しい。その理由は、フレッシュ呼吸ガスの流量はリッター/分で計算され、1回呼吸気量はリッター/呼吸で計算されるからである。“1回呼吸気量”という単位を“分ごとの容積”(1分あたりの呼吸数により乗算された1回呼吸気量)に置き換えたとしても、患者は息を吸い込まなければならない、医師にとって計算は基本的に単純化されない。それというのは、呼吸は断続的に行われ、フレッシュ呼吸ガスは連続的に供給されるかである。

【0005】慣用の肺換気器/呼吸器治療の場合、患者に対し特定の1回呼吸気量を著しく精確に調節し管理することが知られている。たとえば Siemens-Elma AB の Servo Ventilator 900 C/D は著しく精確に制御可能であり、実際、ガス流を患者へ精確に供給できる。この場合、基本的に、流量の調節はサーボコントロールフィードバックシステムに基づくものであって、このシステムにおいて、流量計により流量が測定され、ステッピングモータで調節される鉈形バルブにより実際の流量が調節される。使用される流量計は、何らかの形で周期的な較正が必要である。上記の Servo Ventilator 900 C/D の場合、簡単に較正を行うことができる。換気装置は、吸気期中に所定の流量で呼吸ガスを供給するだけであり、呼気期中は鉈形バルブによってガスの流れが完全に止められる。したがって、ガス流が流量計を通過していない呼気期中に、流量計をゼロに合わせることができる。こ

の場合、次の吸気期においてバルブにより適正な流量を供給することができる。供給されるガスの流量の精度さをさらに高める目的で、流量計からの測定信号が目下のガス混合物に対し補償調整されてから、鉅形バルブへの制御信号が生成される。ガス混合物の粘性により混合物の流れに影響が及ぼされる理由で、目下のガス混合物に対する補償調整が行われる。

【0006】Siemens-Elema AB による新たな麻酔装置の開発過程中、ほぼ精度な流量の供給を調節するその能力を考慮して、Servo Ventilator 900 C/D の利点を利用することが決定された。さらにこれにより、開発コストと製造コストの双方に関して経済的な利益ももたらされた。その成果は、Servo Anesthesia Circle 985 であり、これについてはオペレーティングマニュアル、AG 0 791 0.5, July 1991に述べられている。実際、この麻酔装置は、呼吸回路へのフレッシュ呼吸ガスの供給を調節するために、わずかに変形された Servo Ventilator 900 C/D を利用している。この結果、公知のロータメータ麻酔装置と比べて、呼吸回路へフレッシュ呼吸ガスの正しく定められた流量を供給可能な麻酔装置が得られた。したがってこの麻酔装置により多くの利点が達成された。それというのは、フレッシュ呼吸ガスの供給を制御するために著しく効果的な換気装置が採用されたからである。たとえば、公知のあらゆる麻酔モードに対しこの麻酔装置を利用する能力が増大した。Servo Anesthesia Circle 985 をたとえば、完全に開路の麻酔装置において用いることができる。つまり患者により吐き出されたガスはすべて排気ユニットへ送られ、各吸気ごとにフレッシュな呼吸ガスだけが患者へ供給される麻酔装置に用いることができる。フレッシュな呼吸ガスは吸気中にしか供給されないで、医師による複雑な計算を行う必要なく、1回呼吸量を容易に設定し患者へ加えることができる。さらにこの麻酔装置を、種々の閉路および半閉路の呼吸回路のために使用することもできる。

【0007】新しい麻酔装置の核心部分として公知の換気装置を使用しても、麻酔装置に使用される換気装置に固有のある程度の制限が麻酔装置に課される。たとえば、麻酔装置は吸気期中のガス供給しか行えず、つまり、吸気期中にほぼ精度な流量を保持できるよう、吸気期中、流量計のゼロ合わせのため流量バルブは完全に閉じられる。

【0008】流量計を較正する必要があるため、この麻酔装置では呼吸回路へフレッシュ呼吸ガスの連続的な流れを供給することはできない。したがって、フレッシュガスの連続的な供給は、ロータメータを採用した麻酔装置においてしか一般に行われないことである。なお、フレッシュ呼吸ガスを連続的に供給しようと断続的に供給しようと、麻酔の感応ないし安全性に関し患者にとって問題ではない。連続的な供給と同じ量の流量を供給した場合、ガスの全消費量は断続的なフレッシュガス供給装

置の方が実際には少なくなる。しかし連続的な供給であると、(患者の意識を取り戻させるべきときまたは何らかの別の麻酔剤を与えるべきときに呼吸回路を空にして麻酔ガスを出すために)呼吸回路をより迅速に洗い流すことができる。

【0009】従来の換気装置に続く開発過程において、Siemens-Elema AB は Servo Ventilator 300 のためのユニークなバルブ装置を設計した。これについてはアメリカ合衆国特許第5265594号で述べられている。この新しいバルブ装置は、1分間に数ミリリットル〜1分間に約10リットルの流量範囲で著しく精度な流量を制御する能力を有する。新たに開発されたこのバルブ装置はまた、そのきわめて高い精度を損なうことなく連続的な流れを制御することもできる。したがってこの新しいバルブ装置を麻酔装置の開発と組み合わせて用いるのが当然であると思われる。

【0010】しかしながら、新たに開発されたこのバルブ装置は残念なことに、最適な動作のために特定の最小入力圧力を必要とする。この最小圧力は、公知の Servo Ventilator 985 の麻酔装置によりフレッシュ呼吸ガスを呼吸回路へ供給する際に生じる圧力よりも高い。したがって、このバルブ装置をこの目的で既存のバルブ装置と置き換えることはできない。

【0011】フレッシュ呼吸ガスの断続的な供給も連続的な供給も両方ともに利点がもたらされ、これまで麻酔装置においては利用できなかった選択の自由を医師に与える麻酔装置を実現するのが望ましい。このため麻酔装置におけるこのようなきわめて特殊な形態の開発者は、フレッシュ呼吸ガスを呼吸回路へ供給する点で、つまり連続的に供給するか断続的に供給するか点で、医師に選択の自由を提供する麻酔装置を実現するよう努力しなければならないという問題に直面している。また、医師により選択される供給のオプションを問わず、供給はできるかぎり精度でなければならない。上述のように、公知のいかなる麻酔装置を組み合わせたとところで、このことを達成するのは不可能であった。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】したがって本発明の課題は、上述の困難な点を解消する麻酔装置を実現することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段および利点】本発明によればこの課題は、制御装置は、吸気期、呼気期とは無関係に流量計を較正し、前記流量計により測定されたフレッシュ呼吸ガスの流量に基づき、呼気期中でも流量バルブを制御するように構成されていることにより解決される。

【0014】フレッシュ呼吸ガスの連続的な流れを実現する上で流量計の較正は主要な妨げとなるという考察は、この種の麻酔装置の開発を促進するのに部分的に寄

与した。既述の問題に対する解決手段は、流量計の較正の要求を、呼吸回路へ向かうフレッシュ呼吸ガスの測定のためのその機能とは別個のものとして考えるという洞察力のある概念において見い出された。この場合、呼吸期中でも流量バルブの調節が行われ得る。この解決手段により、呼吸回路へ供給されるべきフレッシュ呼吸ガスの実質的に連続的な流れを可能にする効果的な流量計較正、あるいはフレッシュ呼吸ガスの流れが流量計を通過すると同時に流量計の較正を行えるようにする効果的な流量計較正の可能性が開ける。

【0015】本発明によれば、フレッシュ呼吸ガスの実質的に連続的な流れは、制御装置が規則的に、吸気期と呼気期の持続時間の和よりも長い第1のインターバルで、呼気期よりも著しく短い第2のインターバルの間、流量計のゼロ合わせのため流量バルブを閉じることにより実現される。

【0016】この場合、第2のインターバルが10分の1秒よりも短いと有利である。

【0017】以前には呼気期中に行われていた手順である流量計のゼロ合わせには、著しく短い期間しかかからない。したがって、流量バルブは約10分の1秒だけ閉じられ、そのとき流量計がゼロに合わせられ、次に、精確な流れを通過させるために流量バルブが再び開放されるようにすると、フレッシュ呼吸ガスの良好な測定値および信頼性のある供給を実現できる。このことは、たとえば何回かの呼吸ごとに繰り返すことができる。目下のガス混合物の粘性に対する補償調整は、公知のようにして実施される。

【0018】本発明による麻酔装置を有する呼吸回路へは、次のようにしてフレッシュ呼吸ガスの完全に連続的な流れを供給できる。すなわち、フレッシュガス源は、最小値から最大値へ変化し得る容積をもつ手段を有しており、第1の期間中、フレッシュ呼吸ガスの充填流がガス源から供給される。この充填流は、一部分は上記の手段をフレッシュ呼吸ガスで満たし、一部分はフレッシュガス導管を介して呼吸回路へ運ばれる。第2の期間中にフレッシュ呼吸ガスの所定容積が相応に流量計を通過するよう、この第2の期間中、上記の手段は空にされてフレッシュ呼吸ガスがフレッシュガス導管を介して呼吸回路へ供給される。さらに、制御装置は積分器と、比較器と、調整器ユニットを有している。前記の積分器は、通過したフレッシュ呼吸ガスの容積に対する測定値を得る目的で、流量計により測定された流量を積分し、前記の比較器は、通過したフレッシュ呼吸ガスの容積に対する測定値をフレッシュ呼吸ガスの所定の容積と比較し、前記の調整器ユニットは、測定値が上記の所定の容積から隔たっていれば、流量計を自動的に較正する。

【0019】通過したフレッシュ呼吸ガスの容積はその通過持続時間同様、既知であるので、同じ期間にわたって積分された流量計からの測定信号は同じ容積を示すは

ずである。既知の容積が流量計を通過するたびに、精度を高めながら流量計を較正することができ（精確に較正し続けることができる）。このことは、呼吸回路への流れを妨げる必要なく実現できる。しかし、上記の手段内の圧力が第2の期間の最初と最後とで等しくなるようにするのが望ましく、そのようにするとこの手段内での呼吸ガスの圧縮と減圧がなくなる。流量計の較正のために通過する容積を用いるので、ガス混合物の粘性に対し補償調整は不要である。この補償調整は、流量計が較正されると自動的に行われる。さらにこの解決手法により、装置内でのいかなる漏れも容易に検出されるようになる。

【0020】前記の手段は既知の圧力において既知の容積を有しており、空になる時間は、フレッシュガス供給に対し設定された分ごとの容積から計算できる。実際の空になる時間が短すぎたり、あるいは充填時間が長すぎたりした場合には、漏れが発生している。

【0021】この場合、上記の手段を、最大容積に対応する第1の終端位置と最小容積に対応する第2の終端位置との間で可動なベローズにより構成すると有利である。この場合、ベローズが第1の終端位置から所定の距離にあるときに検出を行うために第1の位置センサが設けられており、この検出に应答してセンサは第1の信号を制御装置へ供給する。さらに、ベローズが第2の終端位置から所定の距離にあるときに検出を行うために第2の位置センサが設けられており、この検出に应答してセンサは第2の位置信号を制御装置へ供給する。所定の容積は、第1の位置センサと第2の位置センサとの間で動いたときのベローズの容積の変化に相応し、第2の期間は、ベローズが空にされるときに第1の位置信号の発生から第2の位置信号の発生までの経過時間に相応する。

【0022】圧力と流量との関係の結果として、第1のベローズ内で一定の圧力を維持するのが望ましく、上述のように少なくとも第2の期間の始めと終わりで一定の圧力を保持するのが望ましい。この場合、第1のベローズ内の圧力を調整して、それをベローズが満たされる間と空にされる間の両方で一定に保持すると有利である。このことにより、サーボ制御形フィードバック調整による精確な流量の調整が容易になる。しかし、第1のベローズがその終端位置の一方にあるときには、精確な圧力を維持するのは困難である。この場合、第1のベローズ内で呼吸ガスの圧力がいくらか変化する可能性がある。したがって最良の可能な較正のために、第1の位置センサと第2の位置センサは、個々の終端位置から所定の距離を置いて配置される。相応に、所定の容積は第1のベローズにおいて一定の圧力を確実に維持できる期間中に測定され、このため測定も較正も両方ともいっそう精確に実施できる。

【0023】本発明によれば以下の構成により麻酔装置の改善を行える。すなわち、呼吸回路は再循環呼吸回路

から成り、この回路内において、患者により吐き出された呼吸ガスの少なくともいくつかは、二酸化炭素除去後に患者へフィードバックされる。さらにこの回路は、可調整の容積をもつ呼吸ガス貯蔵器を有しており、この可調整の容積は、吸気期中、呼吸ガスが呼吸ガス貯蔵器から患者へ運ばれるときは減少し、呼気期中、呼吸ガスが患者から呼吸ガス貯蔵器へ運ばれるときは増大する。またこの回路には、呼吸ガス貯蔵器の容積を調整する目的でこの貯蔵器に接続された駆動ユニットが設けられている。フレッシュガス導管内のフレッシュ呼吸ガスの測定された流量と可調整の1回呼吸気量とに基づき駆動ユニットを制御するために、この駆動ユニットには制御装置が接続されており、各吸気期ごとに患者へ所望の1回呼吸気量が供給される。

【0024】麻酔装置に対するこのような設計により、1回呼吸気量の完全な自動制御が実現される。これは、ロータメータを用いた麻酔装置では不可能である。医師はもはや、呼吸ガス貯蔵器から患者へ供給すべき容積のいかなる較正を行う必要もなく、フレッシュ呼吸ガスの流量を考慮して所望の1回呼吸気量が達成される。このことは、本発明による麻酔装置によって自動的に実行される。したがって、本発明による麻酔装置におけるフレッシュ呼吸ガスの流量変化により、呼吸ガス貯蔵器からのガスの容積がフレッシュ呼吸ガスの流量の変化に整合されるようになる。基本的にこのことによって、開路と種々の閉路ないし半開路の動作モードの間で麻酔装置を簡単に切り換えられるようになる。たとえば医師が十分に速い呼吸ガスの流れをセットした場合、装置は開路システムとして動作する。呼吸回路におけるガスの損失を補償するためにフレッシュ呼吸ガスを僅かな断続的な調度で供給するように医師が選択した場合、結果として、考えられるほとんどの閉路システムが得られることになる。

【0025】フレッシュガス導管を少なくとも部分的に柔らかい変形可能なチューブにより構成すると有利である。また、迅速にチューブを圧縮することでフレッシュガス導管内のフレッシュ呼吸ガスの流量を調節する目的で、流量バルブを変形可能なチューブに配置されステッピングモータ制御される鉤形バルブにより構成すると有利である。

【0026】基本的に、この種の流量バルブの1つは、上述の Servo Ventilator 900 C/Dによってすでに知られている。

【0027】次に、添付の図面を参照して本発明による麻酔装置の1つの実施形態を説明する。

【0028】

【発明の実施形態】図1には麻酔装置2が示されている。麻酔装置2はガス混合器4を有しており、これには亜酸化窒素コネクタ6を介して亜酸化窒素を供給することができ、酸素コネクタ8を介して酸素を、さらに空気

コネクタ10を介して空気を供給することができる。麻酔中、患者に対し一般的に、亜酸化窒素と酸素の混合物といくらかの麻酔ガスだけが供給される。しかしながら、患者の意識を取り戻させるときには、患者に対し空気と酸素の混合物を供給することができる。したがって通常、所定の割合の亜酸化窒素と酸素がガス混合器4において混合され、混合されたガスは気化器ユニット12へ送られる。麻酔剤は気化器ユニット12において気化可能であって、ガス混合器4からのガス混合物に加えることができ、その後、フレッシュ呼吸ガスとしてフレッシュガス源14へ送られる。フレッシュガス源14内には第1のベローズ16が設けられている。そしてフレッシュガス源14内のこの第1のベローズ16から、フレッシュガス導管17、流量計18、および流量バルブ20を介して、フレッシュ呼吸ガスを呼吸回路22へ送ることができる。流量計18により測定された（場合によっては目下のガスの粘性に対し補償調整された）流量に基づき、流量バルブ20により呼吸回路22へのフレッシュ呼吸ガスの流量が調節される。流量に対し最も精確な可能な値を得る目的で、第1のベローズ16内のフレッシュ呼吸ガスの圧力が一定に保持されるよう調節される。第1のベローズ16内の圧力を測定するために圧力計19が設けられている。第1の期間中、一定の圧力のフレッシュ呼吸ガスが気化器ユニット12を介してガス混合器4から第1のベローズ16へ、これに充填させる目的で供給される。第2の期間中、ガス混合器4からの流れは遮断され、第1のベローズ16は圧縮されることで空にされ、この間、一定の圧力が保持される。

【0029】呼吸回路22は患者24と結ばれている。フレッシュガス源14からのフレッシュ呼吸ガスは吸気導管26中へ供給され、この導管を介して患者24へ呼吸ガスが送られる。吐き出された呼吸ガスは、呼気導管28を介して患者から送り出される。呼吸回路22内における呼吸ガス流の方向は、吸気導管26内に配置された第1のチェックバルブ30と、呼気導管28内に配置された第2のチェックバルブ32によりコントロールされる。

【0030】この麻酔装置2は、異なる複数の方式にしたがって動作可能である。たとえばこの装置を開路麻酔装置として動作させることができ、この場合にはフレッシュガス源14からのフレッシュ呼吸ガスだけが呼吸するたびに患者24へ供給される。この場合、呼気ガスは排出バルブ36を介して（図示されていない）排出ユニット等へ運ばれる。

【0031】この麻酔装置2を、何らかの形式の呼吸ガスリサイクルで動作させることもできる。つまり、患者24により吐き出された呼吸ガスの少なくとも一部分が次の呼吸のときに患者24へフィードバックされる。この場合、呼吸ガスは二酸化炭素吸収装置36を通過する。患者24の呼吸のリズムおよび呼吸の深さは、異な

る2つの方式で制御できる。医師は、ハンディ型換気装置38を用いて患者24の呼吸を手動で制御することができ、この換気装置38は第1の切換バルブ40を介して吸気導管26と連通可能である。医師がハンディ型換気装置38を握ったときには、医師により患者24はハンディ型換気装置38から呼吸ガスを強制的に吸い込ませられることになり、医師がハンディ型換気装置38への圧力を緩めれば、医師により患者24は息を吐き出すことができる。

【0032】患者の呼吸は機械的に制御することもできる。この場合、容器44内に配置されている第2のペローズ42が吸気導管26と連通されている。これは第2の切換バルブ50を介して行われる。第2のペローズ42の機械的な圧力により、患者24における吸入が強制的に行われる。第2のペローズ42における圧力が機械的に弛められたとき、患者24は息を吐き出すことができる。ペローズ42の位置の調節は駆動ユニット46により行われ、このユニットは、第2のペローズ42と容器44の壁との間の空間へ圧縮された空気を供給し、そこから取り除くことにより、容器44内部における第2のペローズ42の位置を変化させる。駆動ユニット46は、第2のペローズ42の位置調節用の圧縮空気を入れるための圧縮空気コネクタ48を有している。この圧縮空気コネクタ48は空気コネクタ10を介してガス混合器4へ分配できる。

【0033】麻酔装置2は制御装置52により制御および調整可能である。このため制御装置52は、呼吸ガスの組成とフレッシュガス源14への混合呼吸ガスの流量を調節するためにガス混合器4と接続されており、麻酔剤の気化を調節するために気化ユニット12と接続されており、機械的換気において患者24の呼吸サイクルを調節するために駆動ユニット46と接続されている。さらにこの制御装置52は、ハンディ型換気装置38および第2のペローズ42をそれぞれ呼吸回路22と連通させ、あるいは呼吸回路22から遮断するために切換バルブ40、50と接続されており、また、フレッシュ呼吸ガスの流量を調節するために流量バルブ20と、さらに、流量計18を較正するためにこの流量計と接続されている。

【0034】流量計18は周期的に較正する必要がある。基本的にこの較正は、制御装置52により流量バルブ20が短期間たとえば10分の1秒ないしは数10分の1秒、閉じられるときに行われ、その際、流量計18がゼロに合わせられる。これは規則的なインターバルで行うことができ、つまり1分間に数回から1時間に数回、実行できる。この場合、制御装置52は、種々異なるガス供給オプションにしたがって第1のペローズ16から呼吸回路22へのフレッシュ呼吸ガスの供給を調節することができる。たとえば、フレッシュ呼吸ガスを、吸気期中だけ供給することができるし、呼気期中だけ、

あるいは吸気期と呼気期の両期間中に（短いインターバルを除いて）連続的に供給することができる。流量計18がこのようにしてゼロに合わせられると、流量バルブ20に対し制御信号を発生させる前に、ガス混合物の粘性に対し測定信号を補償調整すべきである。

【0035】図1には、流量計18を較正する別の方式が示されている。第1のペローズ16は所定の物理的な容積を有しており、これも種々異なるレベルに対しセットできる。第1のペローズ16における圧力は一定に保持されるよう調節されるので、第1のペローズが所定のレベルまで満たされているとき、このペローズ内のガスの容積もわかる。第1の位置センサ54は、第1のペローズ16がその上方位置に近づいたときに、つまり実質的に満たされたときに検出を行うよう配置されており、第2の位置センサ56は、第1のペローズ16がその下方位置に近づいたときに、つまり実質的に空になったときに検出を行うよう配置されている。この場合、フレッシュガスユニット14は、第1のペローズ16が空になったときに一定の圧力下で気化ユニット12を介してガス混合器4からの呼吸ガスの流れで満たされるように動作する。この場合、ガス混合器4からの流れは第1のペローズ16を満たし呼吸回路22への呼吸ガスの流れをつくるのに十分である。第1のペローズ16が満たされると、ガス混合器4からの流れは遮断され、第1のペローズ16が圧縮されると、第1のペローズ16内のガスは呼吸回路22へ送られる。したがって、第1のペローズ16が空にされる間、フレッシュ呼吸ガスの精確な既知の容積が流量計18を通過する。第1のペローズ16を空にする時間がわかれば、たとえ呼吸ガスの流れが流量計18を通過している間でも、この流量計の較正が可能になる。この較正手順の場合、ガス混合物の粘性は自動的に考慮され、別個の補償調整は不要である。

【0036】図2には、流量計18の較正のためにどのようにして既知の容積と空にする時間を利用できるかが示されている。この図には、ここで必要とされる機能ユニットしか示されていない。第1の位置センサ54は、満たされた第1のペローズ16が圧力下で所定の位置を通過したときに検出を行うように配置されている。このとき、第1の位置センサ54は信号を送出し、これにより積分器58が起動される。この積分器58は、入力信号として流量計18からの測定信号を利用する。第1のペローズ16がその2つめの終端位置に近づくと、つまりこれが実質的に空になると、このことは第2の位置センサ56により検出され、その際、このセンサにより信号が送出され、その信号により流量計18からの測定信号の積分が停止される。この場合、積分された測定信号は、流量計18を通過したフレッシュ呼吸ガスの測定された容積に相応する。この容積信号は比較器60へ送られ、そこにおいてこの信号は、第1の位置センサ54と第2の位置センサ56により検出された2つの終端位置

【0038】第1のペローズ16は所定の容積を含んでおり、この容積は周期的に満たされ空にされるので、フレッシュガス系におけるいかなる漏れも容易に検出できる。呼吸回路22へ送られるべきフレッシュ呼吸ガスの分ごとの所望の容積は医師によりセットされ、制御装置52へ送られる。充填時間も空にする時間も双方とも、制御装置52により計算可能であり監視できる。充填時間が異常に長くなったり、あるいは空にする時間が異常

- 2 麻醉装置
- 4 ガス混合器
- 6 亜酸化窒素コネクタ
- 8 酸素コネクタ
- 10 空気コネクタ
- 12 気化ユニット
- 14 フレッシュガス源
- 16, 42 ベローズ
- 18 流量計
- 20 流量バルブ
- 22 呼吸回路
- 24 患者
- 26 吸気導管
- 28 呼気導管
- 46 駆動ユニット
- 52 制御装置

A schematic diagram of a fluid control system. The system includes a main horizontal pipe at the top with a valve (2) and a control unit (4). A vertical line (12) connects the main pipe to a complex assembly (14, 16, 54, 56). This assembly is connected to a pump or motor (18) and a circular component (20). A large U-shaped pipe (24) with a valve (32) is connected to the main pipe via a line (26) and a component (36). A large rectangular component (52) is connected to the main pipe via multiple lines (6, 8, 10) and to the pump assembly via lines (14, 16, 17, 19). The pump assembly is also connected to a vertical pipe (42) with a valve (44) and a component (46). This vertical pipe is connected to a horizontal pipe (48) and a circular component (38). A line (34) connects the vertical pipe (42) to the large rectangular component (52). A line (50) connects the vertical pipe (42) to a component (40). A line (30) connects the U-shaped pipe (24) to the circular component (20). A line (22) connects the U-shaped pipe (24) to the main horizontal pipe.

Block diagram of a second embodiment of the invention. A bus 52 is connected to a first input of block 58. Block 58 has two other inputs, 18 and 54, and an output 56. Block 58 is connected to block 60. Block 60 has an input 54 and an output 18. Block 60 is connected to block 62. Block 62 has an input 18 and an output 18.